

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

10/534158

REC'D 13 NOV 2003

WIPO PCT

**PRIORITY  
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:**

102 52 661.3

**Anmeldetag:**

11. November 2002

**Anmelder/Inhaber:**

Philips Intellectual Property & Standards GmbH,  
Hamburg/DE

(vormals: Philips Corporate Intellectual Property  
GmbH)

**Bezeichnung:**

Exaktes Computertomographie-Verfahren  
und Computertomograph

**IPC:**

A 61 B, G 06 T

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der  
ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 1. August 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

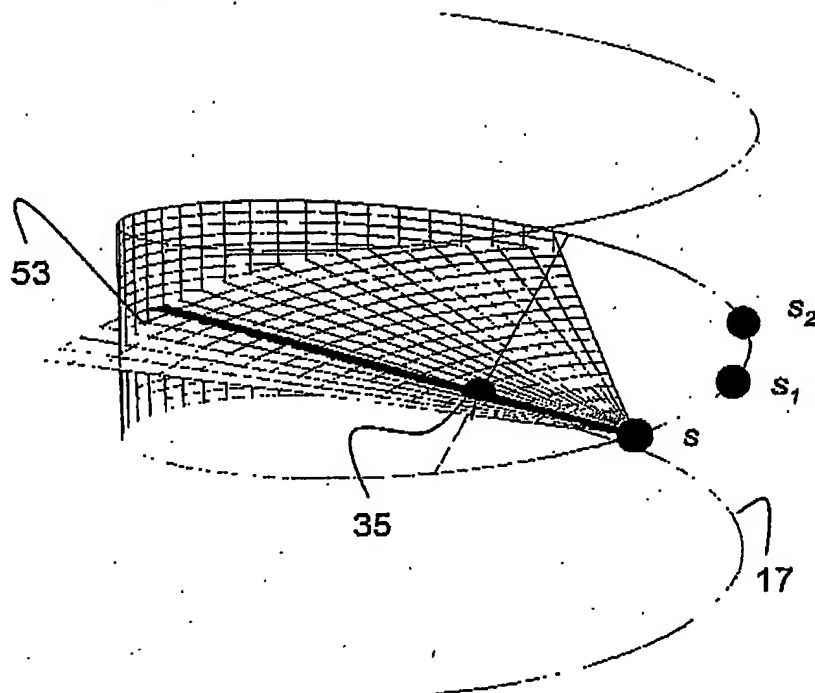
Klostermeyer

## ZUSAMMENFASSUNG

### Exaktes Computertomographie-Verfahren und Computertomograph

- Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein Untersuchungsbereich entlang einer helixförmigen Trajektorie von einem kegelförmigen
- 5 Strahlenbündel durchstrahlt wird. Die durch den Untersuchungsbereich transmittierte Strahlung wird mittels einer Detektoreinheit gemessen, wobei aus diesen Messwerten die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich ohne Näherungen rekonstruiert wird. Die Rekonstruktion weist eine Ableitung der Messwerte von parallelen Strahlen verschiedener Projektionen, eine Integration dieser Werte entlang von  $\kappa$ -Linien, eine Wichtung dieser
- 10 Werte und eine Rückprojektion auf.

Fig. 6

**Fig.6**

## BESCHREIBUNG

### Exaktes Computertomographie-Verfahren und Computertomograph

- Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein Untersuchungsbereich entlang einer helixförmigen Trajektorie von einem kegelförmigen Strahlenbündel durchstrahlt wird. Außerdem betrifft die Erfindung einen Computertomographen sowie ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.

- In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art, die Näherungen verwenden, lässt sich aus den von einer Detektoreinheit akquirierten Messwerten der räumliche Verlauf der Absorption bzw. der Schwächung der Strahlung in dem Untersuchungsbereich rekonstruieren. Diese Näherungen führen allerdings zu Artefakten in den rekonstruierten Bildern, die umso stärker hervortreten, je größer der Öffnungswinkel des Strahlenbündels in Richtung der Rotationsachse ist („Artifact Analysis of Approximative Cone-Beam CT Algorithms“, Medical Physics, vol. 29, pp. 51-64, 2002).

- Bekannte exakte Verfahren basieren gewöhnlich auf der Radon-Inversion. Sie erfordern einen hohen Rechenaufwand und führen zu Diskretisierungsfehlern in den rekonstruierten Bildern.

- Außerdem ist aus „Analysis of an Exact Inversion Algorithm for Spiral Cone-Beam CT“, Physics Medicine and Biology, vol. 47, pp. 2583-2597 (E1) ein exaktes Verfahren bekannt, das die gefilterte Rückprojektion anwendet. Auch dieses Verfahren erfordert einen hohen Rechenaufwand, was zu langen Rekonstruktionszeiten führt.

- Es ist daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren anzugeben, das eine schnellere, exakte Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich ermöglicht.

Diese Aufgabe wird in verfahrensmäßiger Hinsicht erfindungsgemäß durch ein Computertomographie-Verfahren gelöst mit den Schritten:

- 5 - Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
- 10 - Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse und eine Verschiebung parallel zur Rotationsachse umfasst und die Form einer Helix hat,
- 15 - Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereichs abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegungen,
- 20 - Rekonstruktion eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs aus den Messwerten, wobei eine exakte 3D-Rückprojektion mit folgenden Schritten durchgeführt wird:
  - Bestimmung der partiellen Ableitung von Messwerten von parallelen Strahlen mit unterschiedlichen Strahlenquellenpositionen nach der Winkelposition der Strahlenquelle,
  - gewichtete Integration der abgeleiteten Messwerte entlang von  $\kappa$ -Linien,
- 25 - Multiplikation aller Messwerte mit einem Gewichtungsfaktor, der dem Cosinus des Kegelwinkels des Strahles entspricht, der zum jeweiligen Messwert gehört,
- 30 - Multiplikation aller Messwerte mit einem Gewichtungsfaktor, der dem Kehrwert des Cosinus des Fächerwinkels des Strahles, entspricht, der zum jeweiligen Messwert gehört,
- Rekonstruktion der Absorption jedes Objektpunktes durch Rückprojektion der Messwerte,

Nach dem aus E1 bekannten Verfahren müssen vor der Rückprojektion die Messwerte mit Gewichtungsfaktoren multipliziert werden, die von dem Ort des zu rekonstruierenden Objektpunktes im Untersuchungsbereich abhängen. Im Gegensatz dazu werden bei  
5 der Erfindung die Messwerte vor der Rückprojektion mit Gewichtungsfaktoren multipliziert, die von dem Ort des Messwerts auf der Detektoreinheit abhängen. Da die Anzahl der zu rekonstruierenden Objektpunkte in der Regel viel kleiner ist als die Anzahl der Detektorelemente, ermöglicht dies eine exakte Rekonstruktion mit einem relativ geringen Rechenaufwand. Außerdem ist das Integrationsintervall in der  
10 erfindungsgemäßen Rückprojektion im Gegensatz zum bekannten Verfahren aus E1 nicht vom Objektpunkt abhängig, so dass während der Rückprojektion nicht für jeden Objektpunkt ein Integrationsintervall bestimmt werden muss, was zu einer weiteren Reduzierung des Rechenaufwands führt.

15 Anspruch 2 beschreibt ein bevorzugtes Rekonstruktionsverfahren mit einem im Vergleich zu anderen Methoden geringeren Rechenaufwand, das zu einer guten Bildqualität führt.

Im Anspruch 3 wird eine bevorzugte Ausgestaltung der Integration über eine  $\kappa$ -Linie  
20 beschrieben, insbesondere die Multiplikation mit einem Gewichtungsfaktor, die zu einer guten Bildqualität führt.

Ein Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens ist in Anspruch 4 beschrieben. Anspruch 5 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen  
25 nach Anspruch 4.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Computertomographen, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren ausführbar  
30 ist,

B

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 3 eine PI-Linie und einen Integrationsweg für einen Punkt im Untersuchungsbereich,

5 Fig. 4 die PI-Linie und den Integrationsweg für einen Punkt im Untersuchungsbereich projiziert in eine Ebene senkrecht zur Rotationsachse,

Fig. 5 parallele Strahlen mit verschiedenen Strahlenpositionen,

10 Fig. 6 eine  $\kappa$ -Ebene und eine  $\kappa$ -Linie,

Fig. 7 eine schematische Ansicht zweier unterschiedlicher Strahlenquellenpositionen der Strahlenquelle, eines Punktes im Untersuchungsbereich und der Trajektorie projiziert in eine Ebene senkrecht zur Rotationsachse und

15

Fig. 8 die durch Rebinning gebildeten Strahlenfächer in parallelen Ebenen.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse

20 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d.h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-

25 Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d.h. in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat.

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein Objekt, z. B. ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht

30 dargestellt) oder aber auch ein technisches Objekt befinden kann. Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13, trifft das Strahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Detektorfläche, die eine Vielzahl von Detektorele-

- menten umfasst, die in dieser Ausführungsform in Zeilen und Spalten matrixförmig angeordnet sind. Die Detektorelemente sind in Zeilen und Spalten angeordnet. Die Detektorspalten verlaufen parallel zur Rotationsachse 14. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen, vorzugsweise auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S. Sie können aber auch anders geformt sein, z. B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Die Detektorzeilen enthalten in der Regel wesentlich mehr Detektorelemente (z.B. 1000) als die Detektorspalten (z.B. 16). Jedes von dem Strahlenbündel 4 getroffene Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Messwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4.
- Der mit  $\alpha_{\max}$  bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 bestimmt den Durchmesser des Objektzylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der Akquisition der Messwerte befindet. Dabei ist der Öffnungswinkel als der Winkel definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt, mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch können mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden.
- Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei einer Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 still stehen.
- Wenn die Motoren 2 und 5 gleichzeitig laufen, beschreiben die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine helixförmige Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13. Wenn hingegen der Motor 5 für den Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13.
- Im Folgenden wird nur die helixförmige Trajektorie betrachtet.



Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einem Bildverarbeitungsrechner 10 zugeführt, der mit der Detektoreinheit 16 z. B. über eine kontaktlos arbeitende Datentransfer (nicht dargestellt) verbunden ist. Der Bildverarbeitungsrechner 10 rekonstruiert die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich 13 und gibt sie,

- 5 beispielsweise auf einem Monitor 11, wieder. Die beiden Motoren 2 und 5, der Bildverarbeitungsrechner 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zum Bildverarbeitungsrechner 10 werden von einer Kontrolleinheit 7 gesteuert.

- 10 In anderen Ausführungsformen können die akquirierten Messwerte zur Rekonstruktion zunächst einem oder mehreren Rekonstruktionsrechnern zugeführt werden, die die rekonstruierten Daten z.B. über ein Glasfaserkabel an den Bildverarbeitungsrechner weiterleiten.

Fig. 2 zeigt den Ablauf einer Ausführungsform eines Mess- und Rekonstruktionsver-

- 15 fahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer Winkelgeschwindigkeit, die in diesem Ausführungsbeispiel konstant ist. Sie kann aber auch variieren, z.B. in Abhängigkeit von der Zeit oder von der Strahlenquellenposition. Im Schritt 103 wird der

20 Untersuchungsbereich bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch parallel zur Rotationsachse verschoben und die Strahlung der Strahlenquelle S wird eingeschaltet, so dass die Detektoreinheit 16 die Strahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann.

- 25 Zum Verständnis der nächsten Schritte wird folgende Gleichung aus „Analysis of an Exact Inversion Algorithm for Spiral Cone-Beam CT“, Physics Medicine and Biology, vol. 47, pp. 2583-2597 zitiert:

30 
$$f(\mathbf{x}) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_{\Gamma(\mathbf{x})} ds \frac{1}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}(s)|} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{dy}{ds \sin y} \frac{\partial}{\partial q} D_f(\mathbf{y}(q), \Theta(s, \mathbf{x}, y))|_{q=y} . \quad (1)$$

Diese Gleichung beschreibt eine exakte Rekonstruktion der Absorption durch Rückprojektion der Messwerte. Hier bezeichnen  $f(x)$  die räumliche Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich an der Stelle  $x$  und  $I_{PI(x)}$  den Teil der Helix, der durch eine PI-Linie 31 eingeschlossen wird.

5

Die PI-Linie 31 eines Objektpunktes 35 an der Stelle  $x$  im Untersuchungsbereich und  $I_{PI(x)}$  sind in Fig. 3 und Fig. 4 dargestellt und werden im Folgenden erläutert. Die Strahlenquelle bewegt sich relativ zum Untersuchungsbereich um einen Objektpunkt 35 auf einer helixförmigen Bahn 17. Dabei ist die PI-Linie 31 die Linie, die die Helix an zwei 10 Stellen und den Objektpunkt 35 schneidet, wobei der durch die Linie eingeschlossene Helixabschnitt  $I_{PI(x)}$  einen Winkel kleiner  $2\pi$  überstreicht.

Des weiteren ist in Gleichung (1)  $s$  die Winkelposition der Strahlenquelle  $S$  auf der Helix bezogen auf eine beliebige, aber feste Referenzwinkelposition und  $y(s)$  die Position der 15 Strahlenquelle im dreidimensionalen Raum.

Der Messwert  $D_f(y, \Theta)$  lässt sich durch folgendes Linienintegral beschreiben:

$$D_f(y(q), \Theta) = \int_0^{\infty} dl f(y + l\Theta). \quad (2)$$

Der Einheitsvektor  $\Theta$  gibt hierbei die Richtung des zum Messwert gehörenden Strahles 20 an.

Im Schritt 105 werden die Messwerte gemäß Gleichung (1) partiell nach  $q$ , d.h. nach der Winkelposition der Strahlenquelle an der Stelle  $q = s$  abgeleitet. Dabei ist zu beachten, dass nur  $y$  von  $q$  abhängt und nicht  $\Theta$ , so dass für die Ableitung Messwerte von parallelen 25 Strahlen berücksichtigt werden müssen. Parallele Strahlen haben den gleichen Kegelwinkel, wobei der Kegelwinkel eines Strahles der Winkel ist, den die Projektion des Strahles in die  $xz$ -Ebene des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems mit dem Strahl

- einschließt, der durch die Rotationsachse verläuft und senkrecht dazu ist. Wie in Fig. 5 dargestellt, treffen bei einem fokus-zentrierten Detektor Strahlen mit dem gleichen Kegelwinkel auf die gleiche Detektorzeile, so dass für die partielle Ableitung Messwerte der gleichen Zeile, aber von unterschiedlichen Projektionen herangezogen werden. Die Ableitung kann dann beispielsweise mit Hilfe der Methode der finiten Differenzen erfolgen.

Der Einheitsvektor  $\hat{\mathbf{e}}$  hängt vom  $\kappa$ -Winkel  $\gamma$  ab, der mit Hilfe sogenannter  $\kappa$ -Ebenen 51 beschrieben werden kann. Die  $\kappa$ -Ebenen 51 werden im Folgenden erläutert.

- 10 Zur Bestimmung einer  $\kappa$ -Ebene 51 wird eine Funktion

$$s_1(s, s_2) = \begin{cases} \frac{ms_2 + (n-m)s}{n}, & s \leq s_2 < s + 2\pi \\ \frac{ms + (n-m)s_2}{n}, & s > s_2 \geq s - 2\pi \end{cases} \quad (3)$$

eingeführt, die von nicht-negativen, ganzzahligen Werten  $n$  und  $m$ ,  $n > m$ , abhängt. In diesem Ausführungsbeispiel wird  $n = 2$  und  $m = 1$  gewählt. Es könnten aber auch andere Werte  $n$ ,  $m$  gewählt werden. Die Gleichung (1) würde trotzdem exakt bleiben, nur die

- 15 Lage der  $\kappa$ -Ebenen 51 würde sich ändern. Des weiteren werden die Vektorfunktion

$$\mathbf{u}(s, s_2) = \begin{cases} \frac{[\mathbf{y}(s_1(s, s_2)) - \mathbf{y}(s)] \times [\mathbf{y}(s_2) - \mathbf{y}(s)]}{\|[\mathbf{y}(s_1(s, s_2)) - \mathbf{y}(s)] \times [\mathbf{y}(s_2) - \mathbf{y}(s)]\|} \cdot \text{sgn}(s_2 - s), & 0 < |s_2 - s| < 2\pi \\ \frac{\dot{\mathbf{y}}(s) \times \ddot{\mathbf{y}}(s)}{\|\dot{\mathbf{y}}(s) \times \ddot{\mathbf{y}}(s)\|}, & s_2 = s \end{cases} \quad (4)$$

und der Einheitsvektor

$$\beta(s, \mathbf{x}) = \frac{\mathbf{x} - \mathbf{y}(s)}{\|\mathbf{x} - \mathbf{y}(s)\|} \quad (5)$$

definiert. Der Vektor  $\beta$  zeigt dabei von der Strahlenquellenposition  $y(s)$  zur Position  $x$ .

Zur Bestimmung der  $\kappa$ -Ebene wird nun ein Wert  $s_2 \in I_{PI(x)}$  gewählt, so dass  $y(s)$ ,

$y(s_1(s, s_2))$ ,  $y(s_2)$  und  $x$  in einer Ebene liegen. Diese Ebene wird als  $\kappa$ -Ebene 51 und die

- 5 Schnittlinie zwischen der  $\kappa$ -Ebene 51 und der Detektorfläche wird als  $\kappa$ -Linie 53 bezeichnet. In Fig. 6 ist ein fächerförmiger Teil einer  $\kappa$ -Ebene dargestellt. Die Ränder des Fächers treffen sich am Strahlenquellenort. Diese Definition der  $\kappa$ -Ebene 51 ist äquivalent zur

$$(x - y(s)) \cdot u(s, s_2) = 0, \quad s_2 \in I_{PI(x)} \quad (6)$$

Lösung der Gleichung

- 10 nach  $s_2$ . Damit ist  $u$  der Normalenvektor der  $\kappa$ -Ebene 51. Zur Bestimmung der Vektorfunktion  $\Theta(s, x, \gamma)$  wird der Vektor

$$e(s, x) = \cos \gamma \cdot \beta(s, x) + \sin \gamma \cdot e(s, x) \quad (7)$$

definiert. Mit den Definition für  $\beta$  und  $e$  kann nun die Vektorfunktion  $\Theta(s, x, \gamma)$  wie folgt angegeben werden:

$$\Theta(s, x, \gamma) = \cos \gamma \cdot \beta(s, x) + \sin \gamma \cdot e(s, x). \quad (8)$$

15

Da beide Vektoren,  $\beta$  und  $e$ , senkrecht zu  $u$  orientiert sind, gibt der  $\kappa$ -Winkel  $\gamma$  die Richtung des Vektors  $\Theta$ , und damit die Richtung eines Strahls, innerhalb einer  $\kappa$ -Ebene an.

- 20 Die  $\kappa$ -Ebenen und  $\kappa$ -Linien sind im Einzelnen in B1 beschrieben, worauf hiermit Bezug genommen wird.

Im Schritt 107 werden gemäß Gleichung (1) die abgeleiteten Messwerte entlang von  $\kappa$ -Linien mit einem Gewichtungsfaktor, der dem inversen Sinus des  $\kappa$ -Winkels  $\gamma$  entspricht, multipliziert und integriert. Dazu wird für jede Stelle  $x$  im Untersuchungsbereich und für

25 jeden Projektionswinkel eine  $\kappa$ -Linie bestimmt, wobei, wie oben erläutert, ein Wert

$s_2 \in I_{PI(s)}$  so ausgewählt wird, dass  $y(s)$ ,  $y(s_1(s, s_2))$ ,  $y(s_2)$  und  $x$  in einer Ebene liegen, der  $\kappa$ -Ebene. Die  $\kappa$ -Linie wird dann als Schnittlinie zwischen der  $\kappa$ -Ebene und der Detektorfläche ermittelt. Die Multiplikationen mit dem Gewichtungsfaktor und die Integrationen können beispielsweise mit einer Fourier-Filterung durchgeführt werden.

$$p(y(s), \Phi(s, x)) = \int_{-\pi}^{\pi} \frac{d\gamma}{\sin\gamma} \frac{\partial}{\partial q} D_f(y(q), \Theta(s, x, \gamma)) \big|_{q=s}. \quad (9)$$

5

Die abgeleiteten und integrierten Messwerte lassen sich durch folgende Gleichung darstellen:

- 10 Hier bezeichnen  $p(y(s), \Phi(s, x))$  die abgeleiteten und integrierten Messwerte und  $\Phi(s, x)$  einen Einheitsvektor, der von der Strahlenquellenposition  $y(s)$  in Richtung der Stelle  $x$  im Untersuchungsbereich zeigt.

- Der noch fehlende Integrationsschritt in Gleichung (1) bzw. die Rückprojektion der  
15 Messwerte kann nun durch folgende Gleichung beschrieben werden:

$$f(x) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_{I_{PI(x)}} ds \frac{1}{|x - y(s)|} p(y(s), \Phi(s, x)). \quad (10)$$

- Nach dieser Gleichung muss zur Rekonstruktion der räumlichen Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich jeder Messwert mit dem Faktor  $1/|x - y(s)|$  multipliziert werden. Dieser Faktor ist abhängig von der Stelle  $x$ , so dass er für jede Kombination aus Strahlenquellenposition  $y(s)$  und Stelle  $x$  neu berechnet werden muss. Außerdem erfolgt die  
20 Integration über  $s$  entlang des Helixabschnitts  $I_{PI(x)}$ . Das Integrationsintervall ist also abhängig von der Stelle  $x$ , an der die Absorption bestimmt werden soll, so dass das Integrationsintervall für jede Stelle  $x$  bestimmt werden muss. Da aus diesen Gründen die Integration gemäß Gleichung (10) einen hohen Rechenaufwand erfordern würde, wird im  
25 Folgenden die Integrationsvariable  $s$  durch den Projektionswinkel  $\varphi$  ersetzt. Dabei ist der

Projektionswinkel  $\varphi$ , der Winkel den die PI-Linie des Objektpunktes  $x$  projiziert in eine Ebene senkrecht zur Rotationsachse, im Weiteren als  $xy$ -Ebene bezeichnet, mit der Projektion auf die  $xy$ -Ebene des Strahls einschließt, der ausgehend von der Strahlenquelle die Stelle  $x$  passiert.

5

Die Integration wird in Gleichung (10) entlang des Helixabschnitts  $I_{PI(x)}$  durchgeführt. Dieser Abschnitt ist durch die PI-Linie eingeschlossen, so dass eine Integration nach Substitution der Integrationsvariablen für jeden Messwert von 0 bis  $\pi$  durchgeführt werden muss. Das Integrationsintervall ist also für jede Stelle  $x$  im Untersuchungsbereich gleich.

10

Die Beziehung zwischen den Integrationsvariablen  $ds$  und  $d\varphi$  lässt sich Fig. 7 entnehmen. Dort sind eine Projektion der Helix 17, des Objektpunktes 35 an der Stelle  $x$  und der Strahlenquellenpositionen  $y(s)$  und  $y(s+ds)$  auf die  $xy$ -Ebene dargestellt. Aus Fig. 7 ergibt sich folgende Gleichung:

15

$$d\varphi = \frac{|P_{xy}(y)| ds \cos \varepsilon}{|P_{xy}(x-y)|} = \frac{R ds \cos \varepsilon}{\sqrt{(x_x - y_x)^2 + (x_y - y_y)^2}} \quad (11)$$

Hier bezeichnen  $P_{xy}$  den Projektionsoperator für die Projektion eines Vektors in die  $xy$ -Ebene und  $R$  den Radius der Helix 17. Der Fächerwinkel  $\varepsilon$  ist der Winkel, den das Lot von der Strahlenquellenposition auf die Rotationsachse mit der Projektion des Strahles, der von der Strahlenquellenposition ausgehend die Stelle  $x$  passiert, auf die  $xy$ -Ebene einschließt. Die Indizes  $x$  und  $y$  beschreiben  $x$ - und  $y$ -Komponenten eines Vektors. Diese Komponenten beziehen sich auf das kartesische Koordinatensystem in Fig. 1.

20

Für den Kegelwinkel  $\lambda$  lässt sich entsprechend folgende Gleichung herleiten:

$$\cos \lambda = \frac{\sqrt{(x_x - y_x)^2 + (x_y - y_y)^2}}{|x - y|} \quad (12)$$

25 Die Gleichungen (10), (11) und (12) führen zu

$$f(x) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_0^\pi d\varphi \frac{\cos \lambda}{R \cos \varepsilon} p(y(s(\varphi)), \Phi(s(\varphi), x)). \quad (13)$$

- Gemäß dieser Gleichung werden im Schritt 109 die Messwerte mit einem ersten Gewichtungsfaktor, der dem Cosinus des Kegelwinkels  $\lambda$  entspricht, und mit einem zweiten Gewichtungsfaktor, der dem Kehrwert des Cosinus des Fächerwinkels  $\varepsilon$  entspricht, multipliziert. Außerdem können die Messwerte mit dem inversen Radius  $R$  multipliziert werden.
- 5 Da der Radius während der Akquisition konstant ist, kann die letztgenannte Multiplikation auch nach der Rückprojektion erfolgen.

- Für kleine Winkel  $\lambda$  und  $\varepsilon$  kann, da der Cosinus dieser Winkel dann näherungsweise eins ist, die Multiplikation mit den Gewichtungsfaktoren  $\cos(\lambda)$  und  $1/\cos(\varepsilon)$
- 10 unberücksichtigt bleiben.

- Die Gewichtungsfaktoren im Schritt 109 sind vom Kegelwinkel  $\lambda$  und dem Fächerwinkel  $\varepsilon$  abhängig. Die Gewichtungsfaktoren sind also für alle Stellen  $x$  im Untersuchungsbereich, die von demselben Strahl durchsetzt werden, gleich, was bedeutet, dass für diese Stellen die
- 15 Gewichtungsfaktoren nur einmal berechnet werden müssen. Dies führt im Vergleich zur bekannten Wichtung mit dem Gewichtungsfaktor  $1/|x - y(s)|$  aus Gleichung (1) zu einer erheblichen Reduzierung des Rechenaufwands.

- Vor der Rückprojektion kann im Schritt 111 ein Rebinning der Messwerte erfolgen.
- 20 Durch das Rebinning werden die Messwerte so umsortiert und uminterpoliert, als wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer ausgedehnten, auf einem Teil einer Helix angeordneten Strahlenquelle, die jeweils zueinander parallele Strahlenfächer emittieren kann) und mit einem anderen Detektor (einem ebenen, rechteckigen und die Rotationsachse 14 enthaltenen „virtuellen Detektor“) gemessen worden.

- 25 Dies wird anhand von Fig. 8 näher erläutert. Mit 17 ist dabei die helixförmige Trajektorie bezeichnet, von der aus die Strahlenquelle den Untersuchungsbereich durchstrahlt. Mit 43 ist ein fächerförmiges Strahlenbündel bezeichnet, das von der Strahlenquellenposition  $S_0$  ausgeht und dessen Strahlen in einer die Rotationsachse 14 enthaltenen Ebenen verlaufen.
- 30 Man kann sich das kegelförmige Strahlenbündel, das von der Strahlenquelle in der

Position  $S_0$  emittiert wird, aus einer Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zusammengesetzt denken, die sich in zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen befinden, die sich in der Strahlenquellenposition  $S_0$  schneiden. Fig. 8 zeigt von diesen Strahlenfächern nur einen einzigen, nämlich den Strahlenfächer 43.

5

Außerdem sind in Fig. 6 noch weitere Strahlenfächer 41, 42 und 44, 45 dargestellt, die parallel zu dem Strahlenfächer 43 sind und in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen liegen. Die zugehörigen Strahlenquellenpositionen  $S_{-2}$ ,  $S_{-1}$  und  $S_1$ ,  $S_2$  werden von der Strahlenquelle  $S$  eingenommen, bevor bzw. nachdem sie die Strahlenquellenposition  $S_0$  erreicht hat. Alle Strahlen in den Strahlenfächern 41 bis 45 haben denselben Projektionswinkel.

10

Die Strahlenfächer 41 bis 45 definieren ein Strahlenbündel 70 mit einer zeltartigen Form. Für jede Gruppe von Strahlenfächern wird nun ein rechteckiger, virtueller Detektor 160 definiert, der in einer Ebene liegt, die die Rotationsachse 14 enthält und senkrecht zu den parallelen Strahlenfächern einer Gruppe orientiert ist. Die Eckpunkte des virtuellen Detektors 160 sind die Durchstoßpunkte der Strahlen, die von den äußeren Strahlenquellenpositionen auf den gegenüberliegenden Helixabschnitt treffen, durch diese Ebene. Für das Strahlenbündel 70 in Fig. 8 sind dies die Schnittpunkte der Strahlenfächer 41 bzw. 45 mit der Helix. Auf dem rechteckigen Detektor 160 werden kartesisch angeordnete Detektorelemente definiert, also Zeilen und Spalten, auf die die Messwerte uminterpoliert werden.

15

20

Die nach dem Reblinning ermittelten Messwerte werden anschließend zur Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich durch eine Rückprojektion, in diesem Ausführungsbeispiel gemäß Gleichung (13), herangezogen.

25

Im Schritt 113 wird ein Voxel  $V(x,y,z)$  innerhalb eines vorgebbaren  $(x,y,z)$ -Bereiches (field of view – FOV) bestimmt. Dann wird im Schritt 115 ein Projektionswinkel innerhalb des Bereichs  $[\varphi_0, \varphi_0 + \pi]$  vorgegeben, wobei  $\varphi_0$  der Winkel ist unter dem der Voxel  $V(x,y,z)$  in das Strahlenbündel tritt. Im Schritt 117 wird geprüft, ob ein Strahl der Projektion durch die Mitte des Voxels  $V(x,y,z)$  verläuft. Passiert kein Strahl der Projektion die Mitte

30



- des Voxels, dann muss der zugehörige Wert durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen ermittelt werden. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl zugeordnet werden kann, bzw. der durch Interpolation gewonnene Messwert wird im Schritt 119 auf den Voxel  $V(x,y,z)$  akkumuliert. Im Schritt 121 wird geprüft, ob alle
- 5 Projektionen mit den Projektionswinkeln  $\varphi_0$  bis  $\varphi_0+\pi$  betrachtet worden sind. Ist dies nicht der Fall, verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 115. Ansonsten wird im Schritt 123 geprüft, ob alle Voxel  $V(x,y,z)$  im FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 113 fortgefahren. Wenn dagegen alle Voxel  $V(x,y,z)$  im FOV durchlaufen sind, so ist die Absorption im gesamten FOV ermittelt worden, und das Rekonstruktions-
- 10 verfahren wird beender (Schritt 125).

BEZUGSZEICHENLISTE

	1	Gantry
5	2, 5	Motor
	3	Kollimatoranordnung
	4	kegelförmiges Strahlenbündel
	7	Kontrolleinheit
	10	Bildverarbeitungsrechner
10	11	Monitor
	13	Untersuchungsbereich
	14	Rotationsachse
	16	Detektoreinheit
	17	Helix
15	31	PI-Linie
	35	Objektpunkt
	41...45	fächerförmige Strahlenbündel
	51	$\kappa$ -Ebene
	53	$\kappa$ -Linie
20	160	virtueller Detektor
	S	Strahlenquelle
	S <sub>2</sub> ...S <sub>2</sub>	Strahlenquellenpositionen

25

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:
  - Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
  - Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) bzw. dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) und eine Verschiebung parallel zur Rotationsachse (14) umfasst und die Form einer Helix (17) hat,
  - Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereichs abhängen, mit einer Detektoreinheit (16) während der Relativbewegungen,
  - Rekonstruktion eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs (13) aus den Messwerten, wobei eine exakte 3D-Rückprojektion mit folgenden Schritten durchgeführt wird:
    - Bestimmung der partiellen Ableitung von Messwerten von parallelen Strahlen mit unterschiedlichen Strahlenquellenpositionen nach der Winkelposition der Strahlenquelle,
    - gewichtete Integration der abgeleiteten Messwerte entlang von  $\kappa$ -Linien,
    - Multiplikation aller Messwerte mit einem Gewichtungsfaktor, der dem Cosinus des Kegelwinkels des Strahles entspricht, der zum jeweiligen Messwert gehört,
    - Multiplikation aller Messwerte mit einem Gewichtungsfaktor, der dem Kehrwert des Cosinus des Fächerwinkels des Strahles entspricht, der zum jeweiligen Messwert gehört,
  - Rekonstruktion der Absorption jedes Objektpunktes durch Rückprojektion der Messwerte.
2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei im Rekonstruktionsschritt vor der Rückprojektion ein Rebinning der Messwerte zu einer Anzahl von Gruppen durchgeführt wird, wobei jede Gruppe mehrere zueinander und zur Rotationsachse parallele Ebenen umfasst, in denen sich je ein Strahlenfächer (41 ... 45) befindet.

3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Integrieren der Messwerte entlang von  $\kappa$ -Linien folgende Schritte umfasst:
- Bestimmung einer  $\kappa$ -Ebene für jede Strahlenquellenposition und jede zu rekonstruierende  
5 Stelle im Untersuchungsbereich,
  - Bestimmung von  $\kappa$ -Linien, d.h. von Schnittlinien zwischen den  $\kappa$ -Ebenen und einer Detektorfläche der Detektoreinheit,
  - Multiplikation der Messwerte auf jeder  $\kappa$ -Linie mit einem Gewichtungsfaktor, der dem Kehrwert des Sinus eines  $\kappa$ -Winkels entspricht,
  - 10 - Integration der Messwerte entlang der  $\kappa$ -Linien.
4. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit
- einer Strahlenquelle (S) und einer Blenden-Anordnung (3), die sich zwischen dem Untersuchungsbereich (13) und der Strahlenquelle (S) befindet, zum Erzeugen  
15 eines Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4),
  - einer mit der Strahlenquelle (S) gekoppelten Detektoreinheit (16),
  - einer Antriebsanordnung (2,5), um ein im Untersuchungsbereich (13) enthaltenes Objekt und die Strahlenquelle (S) relativ zueinander um eine Rotationsachse (14)  
20 und/oder sich parallel zur Rotationsachse (14) verschieben zu lassen,
  - einer Rekonstruktionseinheit (10) zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereichs aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Messwerten,
  - einer Steuereinheit (7) zur Steuerung der Strahlenquelle (S), der Detektoreinheit (16),  
25 der Antriebsanordnung (2,5) und der Rekonstruktionseinheit (10) entsprechend den Schritten nach Anspruch 1.

5. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (5), einer Blenden-Anordnung (3), einer Detektoreinheit (16), einer Antriebsanordnung (2,5) und einer Rekonstruktionseinheit (10) eines Computertomographen mit einem Ablauf nach Anspruch 1.

5

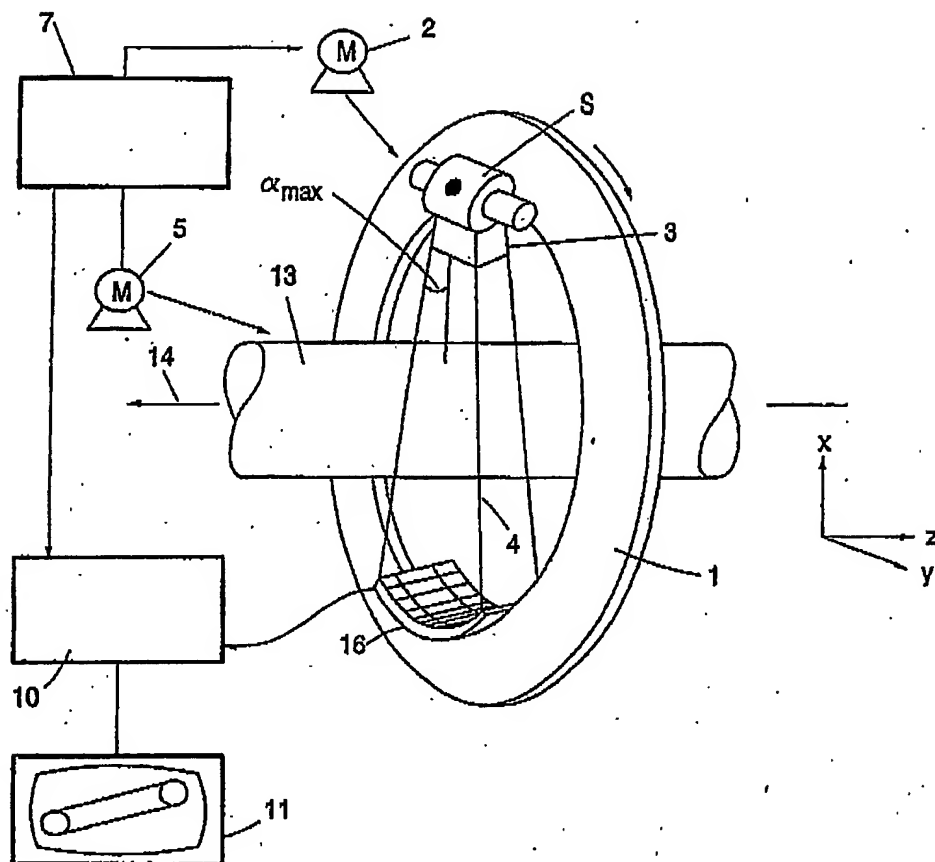
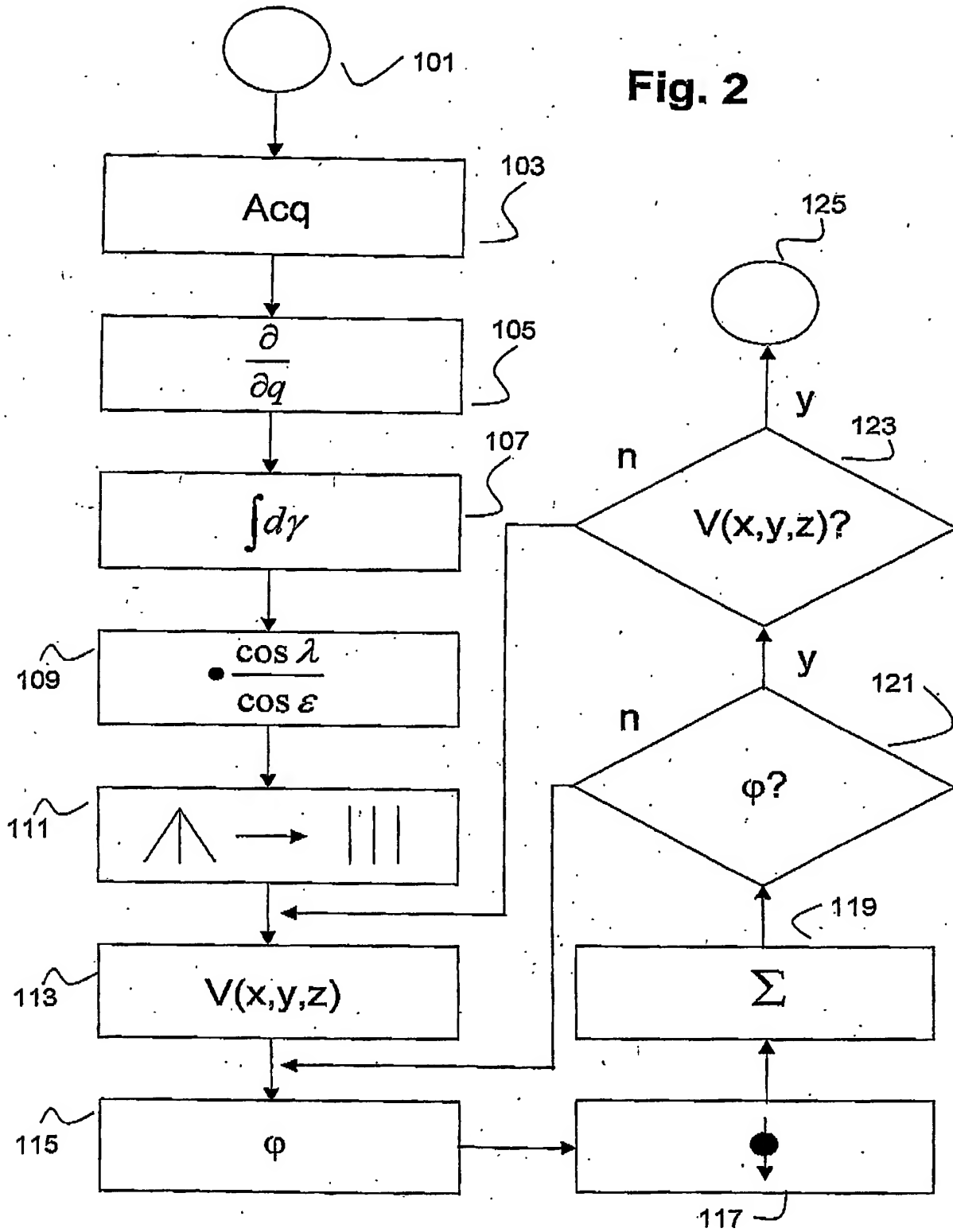
**Fig.1**

Fig. 2



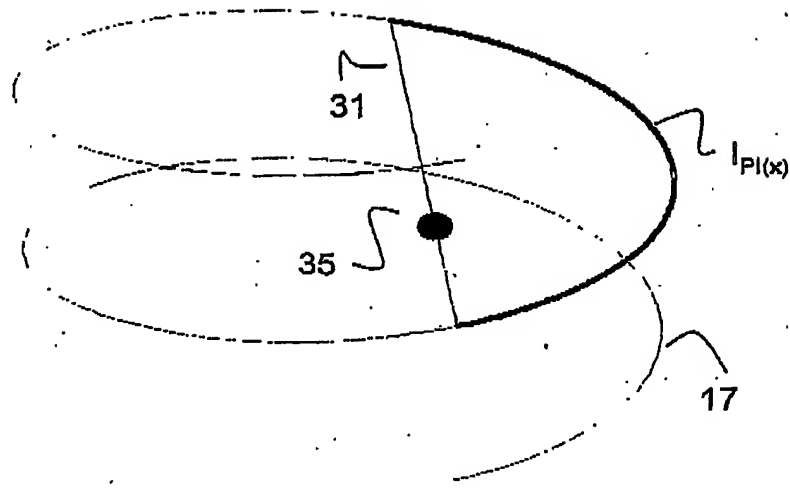
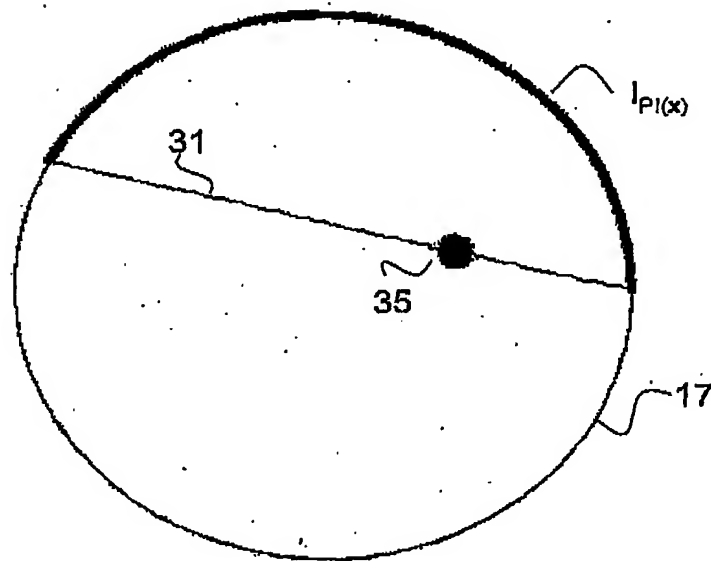
**Fig. 3****Fig. 4**



Fig. 5

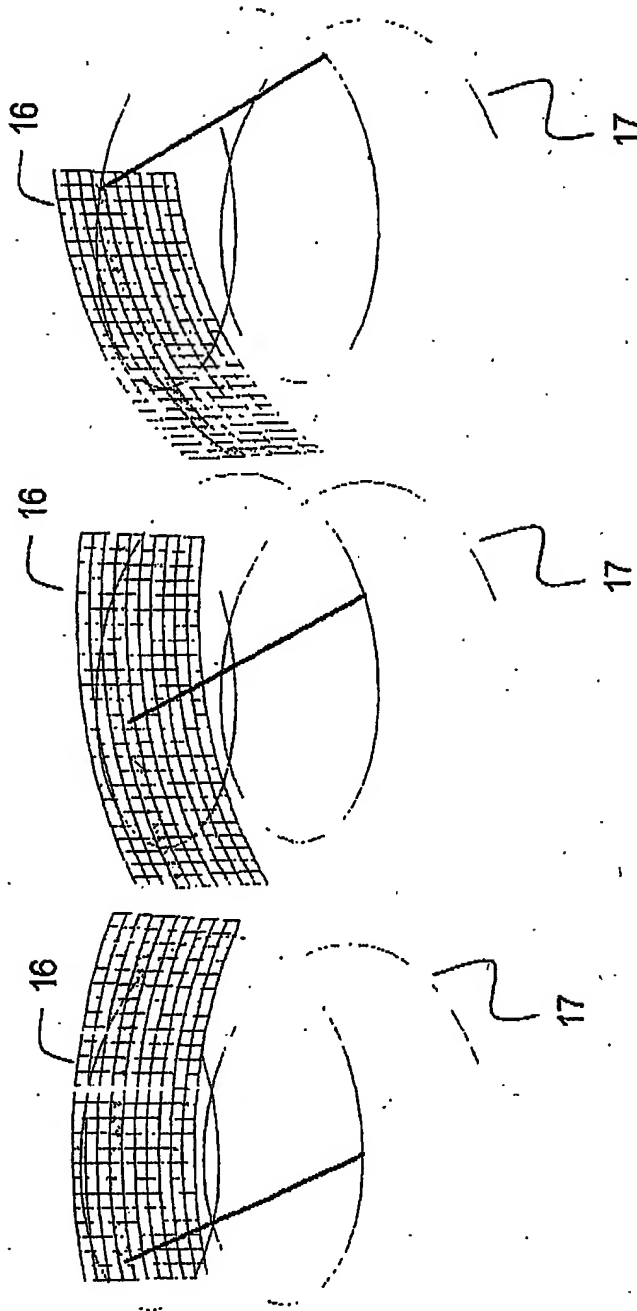
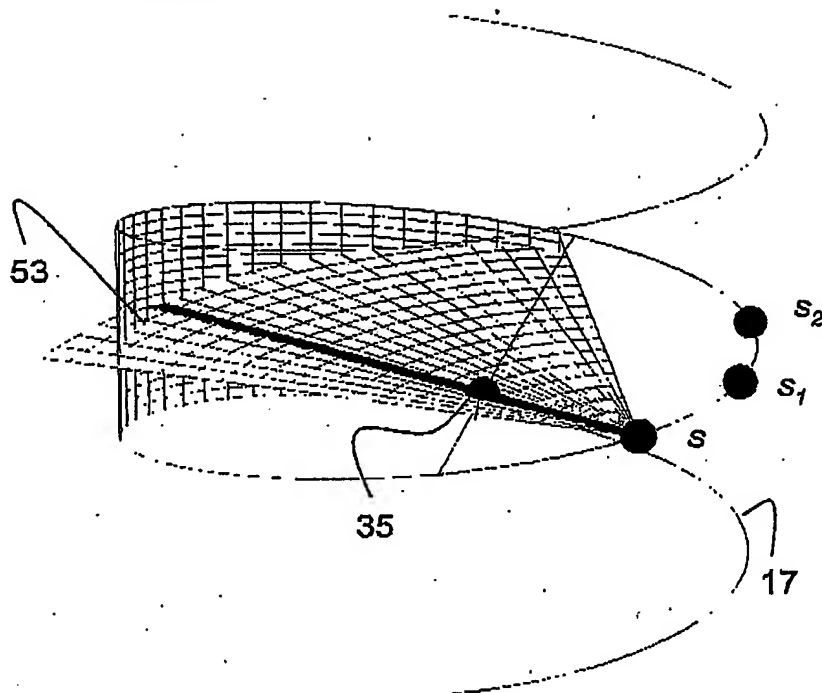


Fig.6





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant:

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**